

JC997 U.S. PTO
09/920586

BREVET D'INVENTION

CERTIFICAT D'UTILITÉ - CERTIFICAT D'ADDITION

COPIE OFFICIELLE

Le Directeur général de l'Institut national de la propriété industrielle certifie que le document ci-annexé est la copie certifiée conforme d'une demande de titre de propriété industrielle déposée à l'Institut.

Fait à Paris, le **21 NOV. 2000**

Pour le Directeur général de l'Institut
national de la propriété industrielle
Le Chef du Département des brevets

Martine PLANCHE

**CERTIFIED COPY OF
PRIORITY DOCUMENT**

THIS PAGE BLANK (USPTO)



26 bis, rue de Saint Pétersbourg
75800 Paris Cedex 08
Téléphone : 01 53 04 53 04 Télécopie : 01 42 94 86 54

BREVET D'INVENTION

CERTIFICAT D'UTILITÉ

Code de la propriété intellectuelle - Livre VI



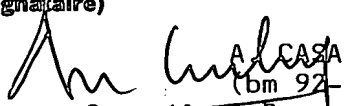

N° 11354*01

REQUÊTE EN DÉLIVRANCE 1/2

Cet imprimé est à remplir lisiblement à l'encre noire

DB 540 W / 260899

REMISE DES PIÈCES DATE 2 AOUT 2000 LIEU 75 INPI PARIS N° D'ENREGISTREMENT NATIONAL ATTRIBUÉ PAR L'INPI 0010211 DATE DE DÉPÔT ATTRIBUÉE PAR L'INPI - 2 AOUT 2000		1 NOM ET ADRESSE DU DEMANDEUR OU DU MANDATAIRE À QUI LA CORRESPONDANCE DOIT ÊTRE ADRESSÉE BUREAU D.A. CASALONGA-JOSSE 8 AVENUE PERCIER 75008 PARIS	
Vos références pour ce dossier B 00/0530 FR/FZ (facultatif)			
Confirmation d'un dépôt par télécopie <input type="checkbox"/> N° attribué par l'INPI à la télécopie			
2 NATURE DE LA DEMANDE		Cochez l'une des 4 cases suivantes	
Demande de brevet		<input checked="" type="checkbox"/>	
Demande de certificat d'utilité		<input type="checkbox"/>	
Demande divisionnaire		<input type="checkbox"/>	
Demande de brevet initiale		N° _____ Date ____ / ____ / ____	
ou demande de certificat d'utilité initiale		N° _____ Date ____ / ____ / ____	
Transformation d'une demande de brevet européen		<input type="checkbox"/>	
Demande de brevet initiale		N° _____ Date ____ / ____ / ____	
3 TITRE DE L'INVENTION (200 caractères ou espaces maximum) Procédé et dispositif de reconstruction d'une image tridimensionnelle dynamique d'un objet parcouru par un produit de contraste.			
4 DÉCLARATION DE PRIORITÉ OU REQUÊTE DU BÉNÉFICE DE LA DATE DE DÉPÔT D'UNE DEMANDE ANTÉRIEURE FRANÇAISE		Pays ou organisation _____ N° _____ Date ____ / ____ / ____ Pays ou organisation _____ N° _____ Date ____ / ____ / ____ Pays ou organisation _____ N° _____ Date ____ / ____ / ____ <input type="checkbox"/> S'il y a d'autres priorités, cochez la case et utilisez l'imprimé «Suite»	
5 DEMANDEUR		<input type="checkbox"/> S'il y a d'autres demandeurs, cochez la case et utilisez l'imprimé «Suite»	
Nom ou dénomination sociale		GE Medical Systems Global Technology Company, LLC	
Prénoms			
Forme juridique			
N° SIREN			
Code APE-NAF			
Adresse	Rue	3000 North Grandview Boulevard	
	Code postal et ville	53188 Waukesha, WI	
Pays		Etats-Unis d'Amérique	
Nationalité		Américaine	
N° de téléphone (facultatif)			
N° de télécopie (facultatif)			
Adresse électronique (facultatif)			

REMISE DES PIÈCES DATE 2 AOUT 2000 LIEU 75 INPI PARIS N° D'ENREGISTREMENT NATIONAL ATTRIBUÉ PAR L'INPI 0010211		Réservé à l'INPI		DB 540 W / 260899	
Vos références pour ce dossier : <i>(facultatif)</i>			B 00/0530 FR/FZ		
6 MANDATAIRE					
Nom					
Prénom					
Cabinet ou Société			BUREAU D.A. CASALONGA-JOSSE		
N° de pouvoir permanent et/ou de lien contractuel					
Adresse	Rue		8 avenue Percier		
	Code postal et ville		75008	PARIS	
N° de téléphone <i>(facultatif)</i>					
N° de télécopie <i>(facultatif)</i>					
Adresse électronique <i>(facultatif)</i>					
7 INVENTEUR (S)					
Les inventeurs sont les demandeurs			<input type="checkbox"/> Oui <input checked="" type="checkbox"/> Non Dans ce cas fournir une désignation d'inventeur(s) séparée		
8 RAPPORT DE RECHERCHE			Uniquement pour une demande de brevet (y compris division et transformation)		
Établissement immédiat ou établissement différé			<input checked="" type="checkbox"/> <input type="checkbox"/>		
Paiement échelonné de la redevance			Paiement en deux versements, uniquement pour les personnes physiques <input type="checkbox"/> Oui <input type="checkbox"/> Non		
9 RÉDUCTION DU TAUX DES REDEVANCES			Uniquement pour les personnes physiques <input type="checkbox"/> Requête pour la première fois pour cette invention (joindre un avis de non-imposition) <input type="checkbox"/> Requête antérieurement à ce dépôt (joindre une copie de la décision d'admission pour cette invention ou indiquer sa référence):		
Si vous avez utilisé l'imprimé «Suite», indiquez le nombre de pages jointes					
10 SIGNATURE DU DEMANDEUR OU DU MANDATAIRE (Nom et qualité du signataire)			VISA DE LA PRÉFECTURE OU DE L'INPI		
 A. CASALONGA (bm 92-1044i) Conseil en Propriété Industrielle					

DÉPARTEMENT DES BREVETS

26 bis, rue de Saint Pétersbourg
75800 Paris Cedex 08


Téléphone : 01 53 04 53 04 Télécopie : 01 42 94 86 54

DÉSIGNATION D'INVENTEUR(S) Page N° .1./ .2.

(Si le demandeur n'est pas l'inventeur ou l'unique inventeur)

Cet imprimé est à remplir lisiblement à l'encre noire

DB 113 W / 260899

Vos références pour ce dossier (facultatif)		B 00/0530 FR	
N° D'ENREGISTREMENT NATIONAL		00 10211	
TITRE DE L'INVENTION (200 caractères ou espaces maximum)			
Procédé et dispositif de reconstruction d'une image tridimensionnelle dynamique d'un objet parcouru par un produit de contraste.			
LE(S) DEMANDEUR(S) :			
Société dite : GE Medical Systems Global Technology Company, LLC			
DESIGNE(NT) EN TANT QU'INVENTEUR(S) : (Indiquez en haut à droite «Page N° 1/1» S'il y a plus de trois inventeurs, utilisez un formulaire identique et numérotez chaque page en indiquant le nombre total de pages).			
Nom		VAILLANT	
Prénoms		Régis	
Adresse	Rue	23 rue de Lucerne	
	Code postal et ville	91140	VILLEBON SUR YVETTE
Société d'appartenance (facultatif)			
Nom		FREYMANN	
Prénoms		Dorothee	
Adresse	Rue	9 rue de Londres	
	Code postal et ville	67000	STRASBOURG
Société d'appartenance (facultatif)			
Nom		LAUNAY	
Prénoms		Laurent	
Adresse	Rue	11 impasse de Sargis	
	Code postal et ville	78470	SAINT-REMY LES CHEVREUSE
Société d'appartenance (facultatif)			
DATE ET SIGNATURE(S) - DU (DES) DEMANDEUR(S) OU DU MANDATAIRE (Nom et qualité du signataire)		Paris, le 2 août 2000  A. CASALONGA (bm 92-1044i) Conseil en Propriété Industrielle	

DÉPARTEMENT DES BREVETS

26 bis, rue de Saint Pétersbourg
75800 Paris Cedex 08

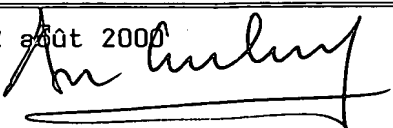
Téléphone : 01 53 04 53 04 Télécopie : 01 42 94 86 54

DÉSIGNATION D'INVENTEUR(S) Page N° .2. / .2.

(Si le demandeur n'est pas l'inventeur ou l'unique inventeur)

Cet imprimé est à remplir lisiblement à l'encre noire

DB 113 W / 260899

Vos références pour ce dossier (facultatif)		B 00/0530 FR	
N° D'ENREGISTREMENT NATIONAL		0010211	
TITRE DE L'INVENTION (200 caractères ou espaces maximum)			
Procédé et dispositif de reconstruction d'une image tridimensionnelle dynamique d'un objet parcouru par un produit de contraste.			
LE(S) DEMANDEUR(S) :			
Société dite : GE Medical Systems Global Technology Company, LLC			
DESIGNE(NT) EN TANT QU'INVENTEUR(S) : (Indiquez en haut à droite «Page N° 1/1» S'il y a plus de trois inventeurs, utilisez un formulaire identique et numérotez chaque page en indiquant le nombre total de pages).			
Nom		KERRIEN	
Prénoms		Erwan	
Adresse	Rue	14 rue Maréchal Galliéni	
	Code postal et ville	78000	VERSAILLES
Société d'appartenance (facultatif)			
Nom			
Prénoms			
Adresse	Rue		
	Code postal et ville		
Société d'appartenance (facultatif)			
Nom			
Prénoms			
Adresse	Rue		
	Code postal et ville		
Société d'appartenance (facultatif)			
DATE ET SIGNATURE(S) — DU (DES) DEMANDEUR(S) OU DU MANDATAIRE (Nom et qualité du signataire)		Paris, le 2 août 2000  A. CASALONGA (bm 92-1044i) Conseil en Propriété Industrielle	

FZ/DD

Procédé et dispositif de reconstruction d'une image
tridimensionnelle dynamique d'un objet parcouru par un produit
de contraste.

L'invention concerne la reconstruction d'une image
tridimensionnelle d'un objet parcouru par un produit de contraste.

Elle trouve une application particulièrement intéressante dans le
domaine médical dans lequel on procède à la reconstruction des structures
5 internes de patients sous examen, en particulier la reconstruction
d'images angiographiques, c'est-à-dire l'obtention d'images d'arbres
vasculaires opacifiés par injection d'un produit de contraste.

L'invention peut néanmoins trouver des applications dans
d'autres domaines, notamment dans le contrôle non destructif industriel
10 dans lequel des examens du même type que les examens médicaux sont
pratiqués.

Dans le domaine médical, les images projetées
bidimensionnelles de l'objet, par exemple la tête d'un patient, sont
généralement obtenues par la rotation d'un appareil de prises de vues à
15 rayons X tournant autour de l'objet.

Il existe essentiellement deux types d'algorithmes de
reconstruction en imagerie par rayons X.

Un premier type prévoit un calcul de rétroprojection et de
filtrage ou encore une reconstruction par transformée de Fourier à
20 plusieurs dimensions.

Un deuxième type concerne les méthodes itératives de
reconstruction dites encore algébriques. Le principe d'un tel algorithme
algébrique est parfaitement connu de l'homme du métier et a déjà fait
l'objet de nombreuses publications. On citera notamment les demandes de
25 brevets français n° 89 03 606, 89 16 906, ou encore 98 07 371 qui décrit une

application d'un algorithme itératif de reconstruction algébrique d'images sur un volume multi-résolutions.

5 En bref, après un étalonnage de l'appareil utilisé pour déterminer notamment les paramètres de la projection dans les plans de projection des images acquises, d'un volume observé décomposé en éléments volumiques élémentaires ou voxels (ces paramètres d'étalonnage formant des matrices de projection), l'algorithme de reconstruction algébrique d'image est utilisé pour reconstruire le volume tridimensionnel à partir de ces images projetées bidimensionnelles. Le principe de base de cet algorithme est d'initialiser les voxels du volume à une valeur initiale prédéterminée, par exemple une valeur nulle, et d'itérer un certain nombre de fois les opérations suivantes : projection des voxels dans le plan de chaque image acquise de façon à obtenir une image virtuelle, détermination de la différence entre le volume projeté (image virtuelle) et l'image acquise correspondante puis rétroprojection de cette différence dans le volume. Après un certain nombre d'itérations, on obtient pour chaque voxel une valeur estimée représentative de la densité de produit de contraste injecté dans les vaisseaux radiographiés, ce qui permet de visualiser en trois dimensions la cartographie de ces vaisseaux radiographiés.

20 Ces images tridimensionnelles sont d'une aide précieuse pour le neurologue et le chirurgien, que ce soit pour un diagnostic, la planification des gestes thérapeutiques ou l'évaluation de la forme et de la taille d'objets.

25 En revanche, de telles images volumiques reconstruites présentent un inconvénient majeur. En effet, elles ne permettent pas de visualiser la propagation du produit de contraste injecté dans les artères puisque les images bidimensionnelles acquises, et à partir desquelles on a reconstruit l'image tridimensionnelle, sont acquises pour une quasi stationnarité du produit de contraste. En effet, pour la reconstruction d'une image tridimensionnelle, que l'on désignera ici sous le terme de "statique" en raison du caractère quasi stationnaire du produit de contraste, on cherche plutôt à obtenir un ensemble d'images qui correspondent à un même degré de propagation du produit de contraste.

35 Par conséquent, on ne peut pas, avec une telle reconstruction,

analyser le réseau vasculaire du patient en disposant à la fois d'une information anatomique tridimensionnelle et d'une information de flux sanguin (propagation du produit de contraste).

L'invention vise à remédier à cette lacune.

5 L'invention a pour but de reconstruire une image tridimensionnelle, que l'on qualifiera ici de "dynamique", par opposition à l'image tridimensionnelle statique évoquée ci-avant, permettant de visualiser la propagation en trois dimensions du produit de contraste dans l'objet.

10 L'invention propose donc un procédé de reconstruction d'une image tridimensionnelle dynamique d'un objet parcouru par un produit de contraste, ce procédé comprenant

- une phase de reconstruction (ou de reconstitution) d'une image tridimensionnelle statique de l'objet à partir d'un premier ensemble
15 d'images projetées bidimensionnelles numérisées dudit objet respectivement obtenues pour différents positions d'un appareil de prises de vues autour de l'objet,

- une phase d'acquisition d'au moins un deuxième ensemble de n images projetées bidimensionnelles statiques respectivement obtenues
20 pour une même position de l'appareil de prises de vues et à n instants successifs de propagation du produit de contraste, et

- une phase de reconstruction de l'image tridimensionnelle dynamique de l'objet, à partir de chaque image bidimensionnelle statique dudit deuxième ensemble et de l'image tridimensionnelle statique
25 reconstruite (ou reconstituée).

Selon un mode de mise en oeuvre du procédé, celui-ci comprend un étalonnage de l'appareil dans lequel on élabore un volume virtuel entourant l'objet et décomposé en voxels. L'image tridimensionnelle statique reconstruite est alors formée de valeurs estimées, dites valeurs
30 statiques estimées, respectivement associées aux voxels du volume virtuel, chaque valeur statique estimée étant représentative pour le voxel correspondant de la densité de produit de contraste injecté dans l'objet. L'image tridimensionnelle dynamique se compose en fait de n images tridimensionnelles élémentaires correspondant aux n instants de
35 propagation du produit de contraste. Et, une image tridimensionnelle

élémentaire courante correspondant à un instant courant de propagation est reconstruite à partir

- desdites valeurs statiques estimées de la densité de produit de contraste injecté dans l'objet,

5 - pour chaque voxel, de l'intensité du pixel de l'image bidimensionnelle statique correspondant audit instant de propagation courant, sur lequel se projette ledit voxel, et

10 - pour chacun de ces pixels, de l'intégrale des valeurs estimées de densité des voxels du volume virtuel situés le long de la ligne de prise de vue associée à ce pixel.

Dans certains cas, plusieurs vaisseaux peuvent se projeter sur le même pixel. Ceci correspond généralement à 10% des voxels. Il peut en résulter une ambiguïté dans l'estimation de l'image tridimensionnelle dynamique reconstruite. Une telle ambiguïté peut être résolue en utilisant
15 une autre série d'images bidimensionnelles statiques acquises depuis un point de vue différent de celui des n images bidimensionnelles du deuxième ensemble.

En d'autres termes, selon un autre mode de mise en oeuvre, il est prévu une phase d'acquisition d'un troisième ensemble d'images projetées
20 bidimensionnelles respectivement obtenues pour une même deuxième position de l'appareil de prises de vues, distincte de ladite première position (celle correspondant à l'acquisition des images projetées bidimensionnelles du deuxième ensemble), et aux mêmes instants successifs de propagation du produit de contraste. On reconstruit alors
25 l'image tridimensionnelle dynamique de l'objet, à partir de l'image tridimensionnelle statique reconstituée, de chaque image dudit deuxième ensemble et de chaque image dudit troisième ensemble.

L'invention propose également un dispositif de reconstruction d'une image tridimensionnelle dynamique d'un objet parcouru par un
30 produit de contraste, comprenant

- des premiers moyens de reconstruction aptes à reconstruire une image tridimensionnelle statique de l'objet à partir d'un premier ensemble d'images projetées bidimensionnelles numérisées dudit objet, respectivement obtenues pour différentes positions d'un appareil de
35 prises de vues autour de l'objet,

- des moyens d'acquisition aptes à acquérir au moins un deuxième ensemble de n images projetées bidimensionnelles statiques depuis une même première position de l'appareil de prises de vues et correspondant à n instants successifs de propagation du produit de contraste, et

- des deuxièmes moyens de reconstruction aptes à reconstruire l'image tridimensionnelle dynamique de l'objet, à partir de chaque image bidimensionnelle statique dudit deuxième ensemble et de l'image tridimensionnelle statique reconstruite.

L'invention a également pour objet un dispositif de reconstruction d'une image tridimensionnelle dynamique d'un objet parcouru par un produit de contraste, adapté pour mettre en oeuvre le procédé selon l'invention, tel que défini ci-avant.

Les différents moyens permettant la mise en oeuvre du procédé sont des moyens logiciels exécutés par un microprocesseur. Ces moyens logiciels peuvent être disposés sur un support, tel qu'une mémoire morte et/ou une disquette, et ils peuvent être aisément réalisés par l'homme du métier à partir de la description des étapes du procédé.

L'invention propose donc également un programme d'ordinateur comprenant des moyens de code-programme mettant en oeuvre le procédé selon l'invention tel que défini ci-avant, lorsque ledit programme est exécuté au sein d'un processeur.

L'invention propose encore un support, tel qu'une mémoire morte ou une disquette, capable d'être lue par un processeur, et contenant des moyens de code-programme aptes à mettre en oeuvre le procédé selon l'invention lorsque ledit programme est exécuté au sein du processeur.

D'autres avantages et caractéristiques de l'invention apparaîtront à l'examen de la description détaillée de modes de mise en oeuvre et de réalisation, nullement limitatifs, et des dessins annexés, sur lesquels :

- la figure 1 illustre schématiquement un jeu d'images projetées bidimensionnelles autour d'un objet;

- la figure 2 illustre plus en détail l'acquisition de ces images projetées bidimensionnelles;

- la figure 3 illustre schématiquement un jeu d'images statiques

projetées acquises depuis un même point de vue;

- les figures 4 et 5 représentent un organigramme de mode de mise en oeuvre du procédé selon l'invention; et

5 - la figure 6 illustre schématiquement une variante de mise en oeuvre de l'invention.

Bien que l'invention n'y soit pas limitée, on va maintenant décrire l'application du procédé selon l'invention à la reconstruction d'une image angiographique tridimensionnelle dynamique d'un patient, en particulier sa tête.

10 Si l'on se réfère plus particulièrement aux figures 1 et 2, on voit que le système d'imagerie utilisable pour mettre en oeuvre l'invention permet d'obtenir notamment un ensemble d'images acquises bidimensionnelles IA1-IAm obtenues en l'espèce par la rotation autour de la tête 1 d'un patient d'une source 2 à rayons X.

15 En fait, comme il est classique en angiographie, chaque image acquise IAI est une image soustraite qui est par exemple obtenue par une technique classique de soustraction logarithmique de deux radiographies prises sous la même incidence avant et après une injection d'un produit de contraste dans l'arbre vasculaire dont on souhaite reconstruire l'image tridimensionnelle, tout d'abord statique puis dynamique au sens de la
20 présente invention.

Plus précisément, deux séquences sont acquises par rotation autour de la tête du patient, avant et après injection du produit de contraste. Pour ce faire, l'appareil de radiographie effectue par exemple
25 deux rotations de $193,5^\circ$ en 10 secondes environ, permettant l'acquisition de 44 images bidimensionnelles effectuées tous les $4,5^\circ$. Cette acquisition des images IAI est destinée à la reconstruction tridimensionnelle d'une image de l'arbre vasculaire, dite statique, c'est-à-dire dans laquelle on ne s'intéresse pas à la propagation du produit de contraste. Dans ces
30 conditions, cette acquisition est effectuée de préférence lorsque le produit de contraste est quasi stationnaire dans les vaisseaux étudiés.

Chaque image acquise IAI est obtenue à partir d'un détecteur de rayonnement bidimensionnel, par exemple du type amplificateur de luminescence utilisé en radiologie, disposé en vis-à-vis du tube à rayons X
35 dans un plan dit "plan de projection PPI". Les différents plans de

projection sont obtenus par les différentes positions angulaires du détecteur en rotation autour de la tête du patient. La normale XO_i au plan de projection PP_i définit l'axe optique de l'image acquise IA_i . Le détecteur est relié à des moyens de traitement 3 comportant notamment des moyens d'échantillonnage reliés à un microprocesseur incorporant de façon logicielle dans sa mémoire de programme associée, l'algorithme de reconstruction d'image utilisé dans l'invention, et d'une façon générale tous les moyens fonctionnels permettant la mise en oeuvre du procédé selon l'invention, tels que les différents moyens de reconstruction d'images.

Dans le cas d'un système d'imagerie à rayons X, composé d'une source de rayons X à détecteur bidimensionnel, l'opération géométrique intervenant dans la production de l'image acquise est une projection conique d'un objet analysé, déployée dans un espace à trois dimensions, sur un espace à deux dimensions qui est celui du plan de projection correspondant au plan de détection. Les paramètres géométriques décrivant complètement les diverses projections coniques doivent être connus. Or, il est souvent impossible et trop imprécis d'accéder à ces paramètres de façon directe, c'est-à-dire, par exemple, en mesurant directement sur le système d'acquisition la distance entre la source de rayons X et le détecteur.

On appelle "étalonnage" d'un système d'imagerie, l'opération qui aboutit à la connaissance indirecte précise des paramètres géométriques qui interviennent dans la production d'une image. Le principe, classique et connu, est basé sur l'utilisation d'un fantôme géométrique connu dans l'espace tridimensionnel, et dont on acquiert la projection bidimensionnelle. Plus précisément, l'étalonnage comporte les étapes suivantes :

- on dispose d'un objet connu, le fantôme d'étalonnage, présentant un certain nombre de points caractéristiques dont la position dans l'espace est connue par des coordonnées mesurées par rapport à un repère propre à cet objet;
- on acquiert l'image de ce fantôme dans les conditions géométriques d'un point de vue (ou incidence) que l'on veut étalonner;
- on reconnaît les projections des points caractéristiques dans

l'image. Pour cela, on associe chaque point caractéristique de l'objet à sa trace dans l'image acquise projetée;

- on inverse, au sens mathématique, le système d'équation décrivant la projection;

5 - et on obtient finalement l'ensemble des paramètres de la projection pour le point de vue donné.

Une forme de fantôme d'étalonnage géométrique souvent utilisée est celle d'un cube, aux huit coins duquel sont disposées des billes métalliques opaques aux rayons X. L'étalonnage étant une opération connue de l'homme du métier, elle ne sera pas décrite plus en détail.

10 On peut néanmoins citer à cet égard un procédé connu d'étalonnage géométrique automatique d'un système d'imagerie par rayons X, tel que celui décrit dans la demande de brevet français n° 93 00 804. En bref, on utilise pour un tel étalonnage automatique un fantôme dans lequel les billes sont distribuées, de proche en proche, en une succession telle que des altitudes de billes, mesurées le long de l'axe de rotation du système d'imagerie, et surtout un axe du fantôme, soient monotones croissantes (ou décroissantes) avec un numéro d'ordre des billes dans la succession.

20 L'étalonnage du système d'imagerie permet notamment de déterminer l'axe moyen estimé Ax de rotation de l'appareil de prises de vues autour de l'objet, ainsi que la position de la source 2 et les caractéristiques géométriques des axes optiques des différentes images acquises. L'étalonnage permet également de définir un volume virtuel VV (intersection des différents cônes de projection) entourant l'objet 1 et décomposé en éléments volumiques élémentaires Vi ou "voxels". Ce volume VV , et donc chaque voxel Vi , est spatialement repéré dans un référentiel, dénommé ci-après référentiel de calibration, dont l'un des axes, en l'espèce l'axe Z , est confondu avec l'axe de rotation estimé Ax . Il convient de noter ici que les plans de projection P_{Pi} dans lesquels se projettent les images acquises IA_i ne sont généralement pas parallèles à l'axe Z .

35 L'étalonnage permet également de définir pour chaque image acquise IA_i une matrice de projection P_i permettant de déterminer, pour chaque voxel Vi , les coordonnées de sa projection (pixel) dans l'image

acquise IA_i correspondante.

On va maintenant décrire, en se référant plus particulièrement à la figure 4, la phase de reconstruction de l'image tridimensionnelle dite "statique", à partir du premier ensemble d'images bidimensionnelles statiques projetées obtenu IA_i .

On va appliquer directement sur les images IA_i (obtenues après étalonnage 30 et acquisition 31) un algorithme de reconstruction algébrique d'image de façon à délivrer l'image tridimensionnelle statique reconstituée IF , typiquement après trois itérations.

On rappelle ici que le principe de base de l'algorithme de reconstruction d'image utilisé ici consiste à initialiser les voxels du volume à une valeur initiale prédéterminée, par exemple la valeur nulle, et d'effectuer ensuite un certain nombre d'itérations, typiquement trois. Chaque itération comporte, pour chaque image acquise, la projection du voxel dans le plan de chaque image acquise de façon à obtenir une image virtuelle, la détermination de la différence entre le volume projeté (image virtuelle) et l'image acquise correspondante, puis la rétroprojection de cette différence dans le volume.

Généralement, après trois itérations, on obtient pour chaque voxel de coordonnées (i, j, k) une valeur estimée $c_{i,j,k}$, désignée ici sous le vocable de valeur estimée statique, représentative de la densité de produit de contraste injecté dans les vaisseaux radiographiés, ce qui permet de visualiser en trois dimensions la cartographie de ces vaisseaux radiographiés (image IF).

Bien entendu, dans le cadre de la présente invention, il n'est pas nécessaire de visualiser sur l'écran de visualisation du système d'imagerie, l'image tridimensionnelle statique IF ainsi obtenue puisqu'en fait elle ne consiste ici qu'en une étape intermédiaire pour obtenir, comme on va le voir maintenant plus en détail, l'image tridimensionnelle dynamique reconstruite.

L'homme du métier pourra se référer, s'il le souhaite, pour plus de détails concernant la mise en oeuvre d'un tel algorithme algébrique de reconstitution d'image, à la demande de brevet français n° 98 07 371 précitée.

Outre l'acquisition du premier ensemble d'images IA_i , on

procède, selon l'invention, à l'acquisition d'un deuxième ensemble d'images projetées bidirectionnelles statiques IB1-IBn (figure 3). Cette série d'images IBi est acquise pour une même position de l'appareil de prises de vues, correspondant à un même point de vue PDV1.

5 Les n images IB_i ainsi acquises correspondent à n instants de propagation successifs du produit de contraste.

Comme illustré sur la figure 5, c'est à partir de ces images IBi acquises au cours d'une étape d'acquisition 50, et à partir de l'image tridimensionnelle statique reconstituée IF que l'on va, dans une étape 51,
10 reconstituer l'image dynamique tridimensionnelle de l'arbre vasculaire.

Il convient de noter ici que l'ordre dans lequel sont effectuées, après étalonnage, les acquisitions 31 (figure 4) et 50 (figure 5), est sans importance pour la mise en oeuvre du procédé selon l'invention.

L'image dynamique tridimensionnelle reconstituée IFD se compose en fait de n images dynamiques tridimensionnelles élémentaires sur chacune desquelles on va pouvoir visualiser l'état de propagation à l'instant de propagation t donné, du produit de contraste dans l'arbre vasculaire. En visualisant successivement les n images tridimensionnelles élémentaires, on va pouvoir visualiser de façon
20 dynamique la propagation du produit de contraste dans l'arbre vasculaire.

D'une façon analogue à ce qui a été décrit ci-avant pour l'image tridimensionnelle reconstituée statique, la visualisation de l'image tridimensionnelle reconstituée dynamique est obtenue par une valeur estimée, pour chaque voxel de coordonnées (i,j,k), de la densité de produit de contraste à l'instant de propagation t. Cette valeur estimée valable à
25 l'instant de propagation t, est désignée par c_{i,j,k}(t).

Et, cette valeur estimée est définie par la formule (1) ci-dessous :

$$c_{i,j,k}(t) = \frac{c_{i,j,k} \cdot p(t)}{E} \quad (1)$$

30

dans laquelle :

c_{i,j,k} désigne la valeur statique estimée de produit de contraste de ce même voxel dans l'image tridimensionnelle reconstituée statique IF,

p(t) désigne l'intensité du pixel de l'image IB_i acquise à l'instant
35 de propagation t et sur lequel se projette le voxel de coordonnées i,j,k, et

E désigne pour ce pixel p, l'intégrale des valeurs statiques estimées de densité des voxels du volume virtuel VV situés le long de la ligne de prise de vue associée à ce pixel p.

E est défini par la formule (2) ci-dessous :

5

$$E = \sum_{i,j,k} c_{i,j,k} \lambda_{i,j,k} \quad (2)$$

dans laquelle $\lambda_{i,j,k}$ vaut 0 si le voxel de coordonnées i,j,k ne se situe pas sur la ligne de prise de vue et vaut 1 s'il se situe sur la ligne de prise de vue.

10

Il convient de noter ici que la détermination du pixel p est possible en raison de la connaissance de la matrice de projection associée à la série d'images statiques prises selon une ligne de vue prédéterminée. De même, les valeurs λ dans la formule (2) sont également connues à partir des valeurs de cette matrice de projection.

15

Il convient de noter ici que si à l'instant t, le voxel de coordonnées i,j,k n'est pas encore atteint par le produit de contraste, alors on doit avoir une valeur faible pour $c_{i,j,k}(t)$. Si la valeur p(t) est faible, c'est-à-dire si la densité du pixel projeté est faible, la formule (1) va donc bien conduire à une densité de voxel faible à l'instant t.

20

En revanche, si la valeur p(t) est élevée, cela signifie que la ligne de vue concernée traverse d'autres voxels, lumineux, qui viennent parasiter la densité due au voxel concerné de coordonnées i,j,k. La formule (1) rend alors le voxel plus atteint que ce qu'il n'est réellement.

25

Si le voxel de coordonnées i,j,k est atteint par le produit de contraste, la formule (1) peut créer des artefacts comme dans le cas précédent, si le voxel considéré se superpose avec un voxel non encore atteint par le produit de contraste.

30

Cependant, la formule (1) ci-dessus permet une très bonne estimation de l'image reconstituée dynamique, étant donné que les conditions de création d'artefacts mentionnées ci-dessus ne concernent environ que 10% des voxels du volume.

35

Cependant, afin de résoudre cette ambiguïté et d'améliorer par conséquent la reconstruction dynamique de l'image, on peut, comme mentionné sur la figure 6, procéder à l'acquisition d'une autre série de n images bidimensionnelles statiques projetées ici, à partir d'un point de

vue différent du point de vue relatif à la première série d'images IB_i . Les images IB_i IC_i sont respectivement acquises aux mêmes instants t .

5 Dans ce cas, comme indiqué sur la figure 5 en tiretés, la reconstitution de l'image dynamique tridimensionnelle dans l'étape 51 s'effectue également à partir des images IC_i acquises à l'étape 52.

On calculera alors une première valeur $c_{i,j,k}(t)$ pour le voxel i,j,k à l'instant t , en utilisant les images IB_i , et une deuxième valeur $c_{i,j,k}(t)$ en utilisant cette fois-ci la formule (1) en liaison avec les images IC_i .

10 Et, la valeur finale $c_{i,j,k}(t)$ associée au voxel de coordonnées i,j,k sera alors égale à la plus petite des deux valeurs mentionnées ci-avant.

REVENDICATIONS

1. Procédé de reconstruction d'une image tridimensionnelle dynamique d'un objet parcouru par un produit de contraste, comprenant une phase de reconstruction (33) d'une image tridimensionnelle statique (IF) de l'objet à partir d'un premier ensemble d'images projetées bidimensionnelles numérisées (IA_i) dudit objet respectivement obtenues pour différentes positions d'un appareil de prises de vues autour de l'objet, une phase d'acquisition (50) d'au moins un deuxième ensemble de n images projetées bidimensionnelles statiques (IB_i) respectivement obtenues pour une même première position de l'appareil de prises de vues (PDV1) et à n instants successifs de propagation du produit de contraste, et une phase de reconstruction (51) de l'image tridimensionnelle dynamique (IFD) de l'objet, à partir de chaque image bidimensionnelle statique (IB_i) dudit deuxième ensemble et de l'image tridimensionnelle statique reconstruite (IF).

2. Procédé selon la revendication 1, caractérisé par le fait qu'il comprend un étalonnage (30) de l'appareil dans lequel on élabore un volume virtuel (VV) entourant l'objet et décomposé en voxels (V_i), par le fait que l'image tridimensionnelle statique reconstruite (IF) est formée de valeurs statiques estimées ($c_{i,j,k}$) respectivement associées aux voxels du volume virtuel, chaque valeur statique estimée étant représentative pour le voxel correspondant de la densité de produit de contraste injecté dans l'objet, par le fait que l'image tridimensionnelle dynamique (IFD) se compose de n images tridimensionnelles élémentaires correspondant aux n instants de propagation du produit de contraste, et par le fait qu'une image tridimensionnelle élémentaire courante correspondant à un instant courant de propagation est reconstruite à partir

- desdites valeurs statiques estimées ($c_{i,j,k}$) de la densité de produit de contraste injecté dans l'objet,
- pour chaque voxel (i,j,k) de l'intensité du pixel ($p(t)$) de l'image bidimensionnelle statique correspondant audit instant de propagation courant, sur lequel se projette ledit voxel (i,j,k), et
- pour chacun de ces pixels, de l'intégrale (E) des valeurs estimées de densité des voxels du volume virtuel situés le long de la ligne

de prise de vue associée à ce pixel.

3. Procédé selon la revendication 1 ou 2, caractérisé par le fait qu'il comprend en outre une phase d'acquisition (52) d'un troisième ensemble d'images projetées bidimensionnelles statiques (ICi) respectivement obtenues pour une même deuxième position de l'appareil de prises de vues, distincte de ladite première position, et aux mêmes instants successifs de propagation du produit de contraste, et par le fait qu'on reconstruit l'image tridimensionnelle dynamique de l'objet, à partir de l'image tridimensionnelle statique, de chaque image dudit deuxième ensemble et de chaque image dudit troisième ensemble.

4. Dispositif de reconstruction d'une image tridimensionnelle dynamique d'un objet parcouru par un produit de contraste, comprenant des premiers moyens de reconstruction (3) aptes à reconstruire une image tridimensionnelle statique (IF) de l'objet à partir d'un premier ensemble d'images projetées bidimensionnelles numérisées (IAi) dudit objet respectivement obtenues pour différentes positions d'un appareil de prises de vues autour de l'objet, des moyens d'acquisition aptes à acquérir au moins un deuxième ensemble de n images projetées bidimensionnelles statiques (IBi) depuis une même première position de l'appareil de prises de vues et correspondant à n instants successifs de propagation du produit de contraste, et des deuxièmes moyens de reconstruction (3) aptes à reconstruire l'image tridimensionnelle dynamique de l'objet, à partir de chaque image bidimensionnelle statique dudit deuxième ensemble et de l'image tridimensionnelle statique reconstruite.

5. Dispositif de reconstruction d'une image tridimensionnelle dynamique d'un objet parcouru par un produit de contraste, adapté pour mettre en oeuvre le procédé selon l'une des revendications 1 à 3.

6. Programme d'ordinateur comprenant des moyens de code-programme mettant en oeuvre le procédé tel que défini dans l'une des revendications 1 à 3 lorsque ledit programme est exécuté au sein d'un processeur.

7. Support, capable d'être lu par un processeur, et contenant des moyens de code-programme aptes à mettre en oeuvre le procédé tel que défini dans l'une des revendications 1 à 3 lorsque ledit programme est exécuté au sein du processeur.


Conseil en Propriété
Industrielle

FIG.1

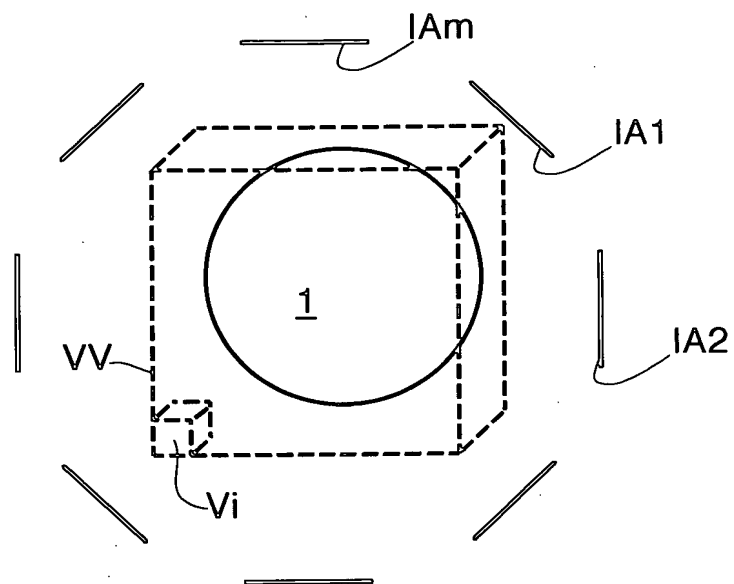
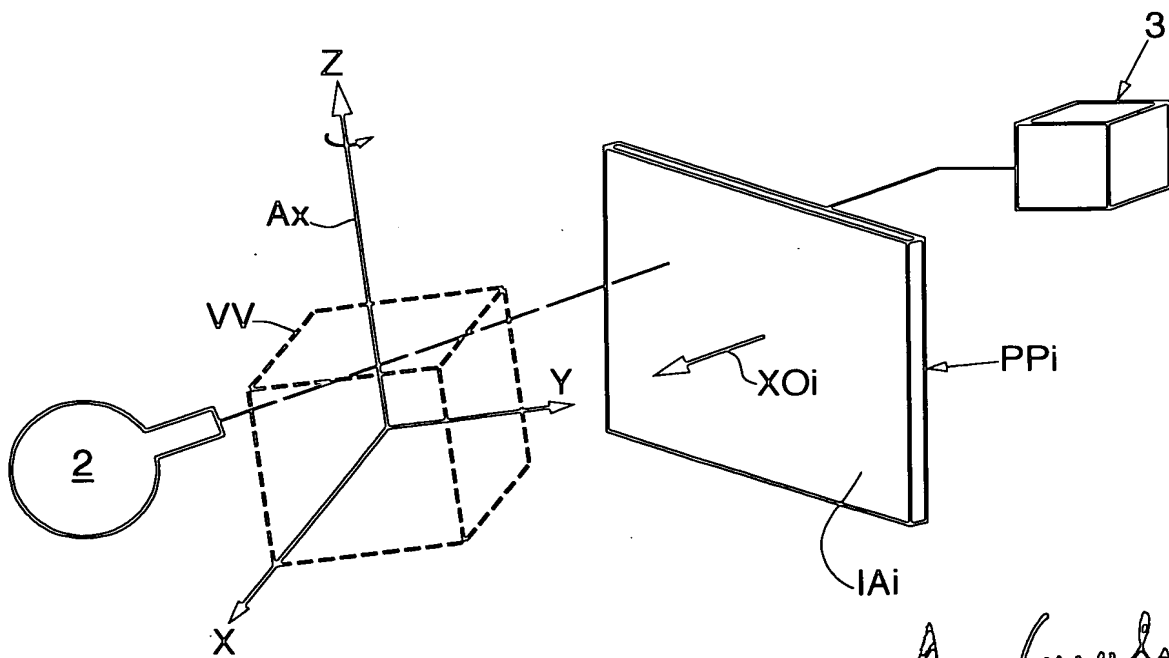


FIG.2



An Caradine
 Conseil en Propriété Industrielle

FIG.3

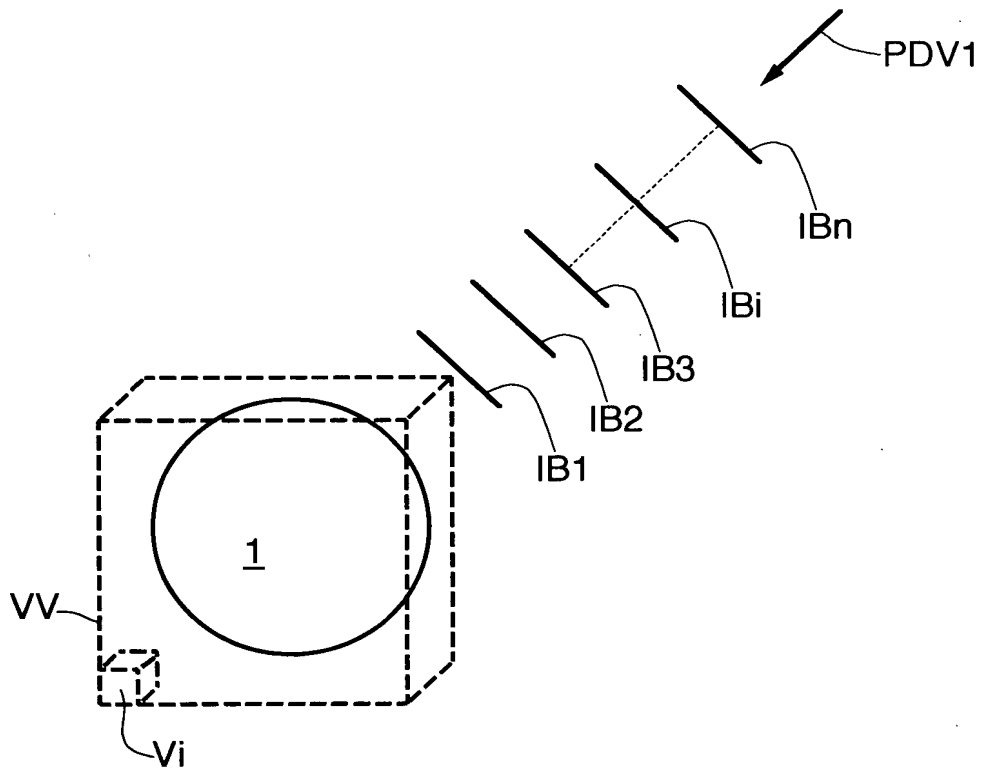


FIG.4

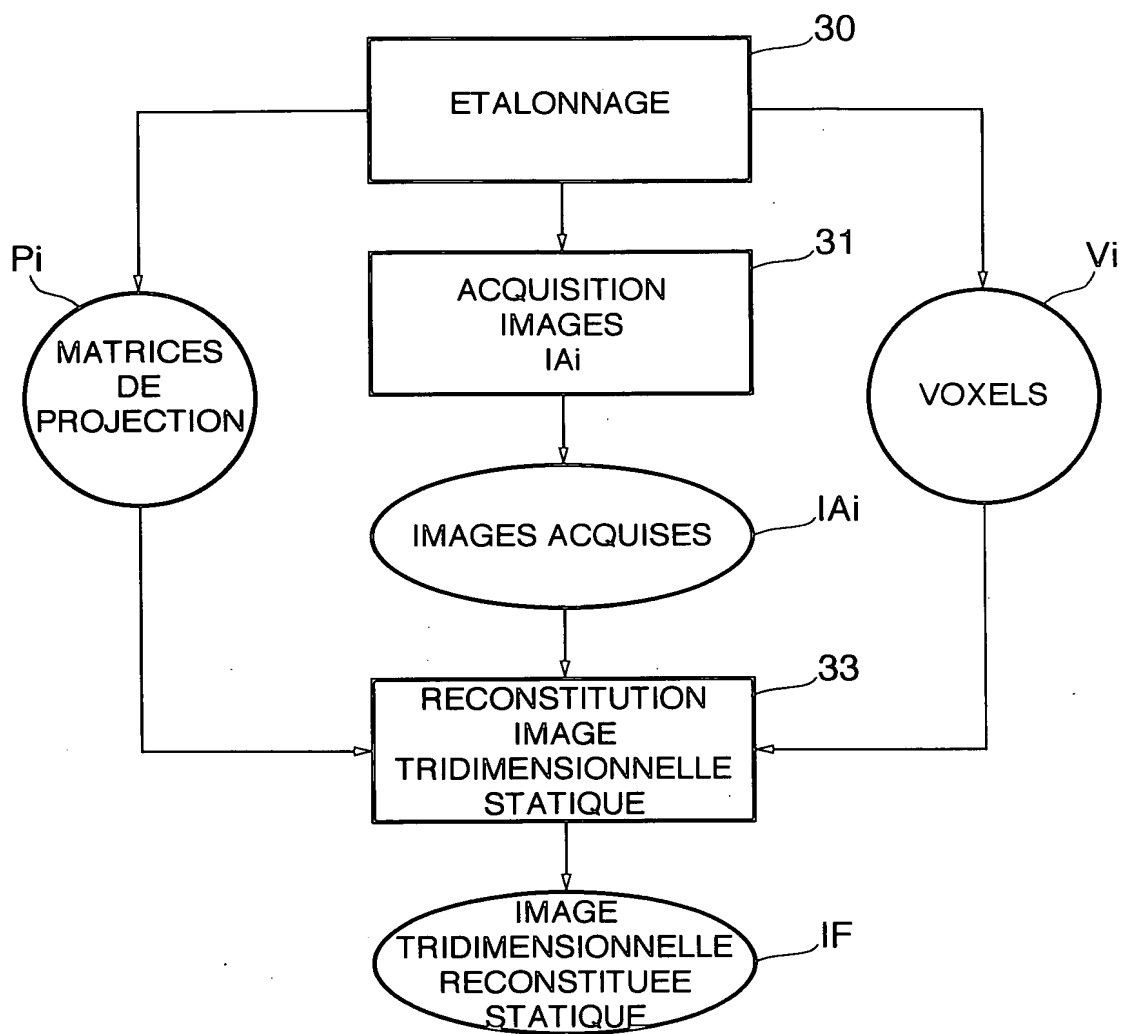


FIG.5

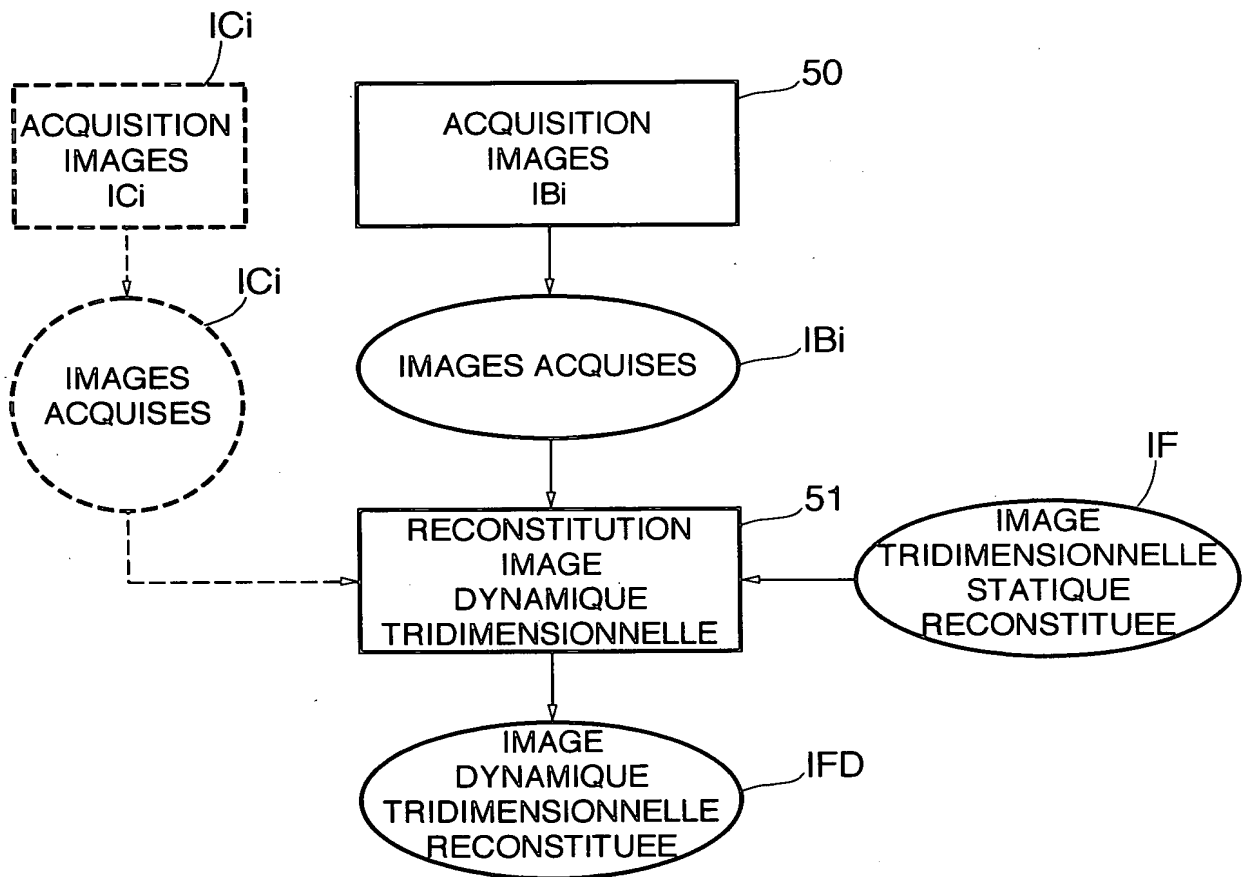
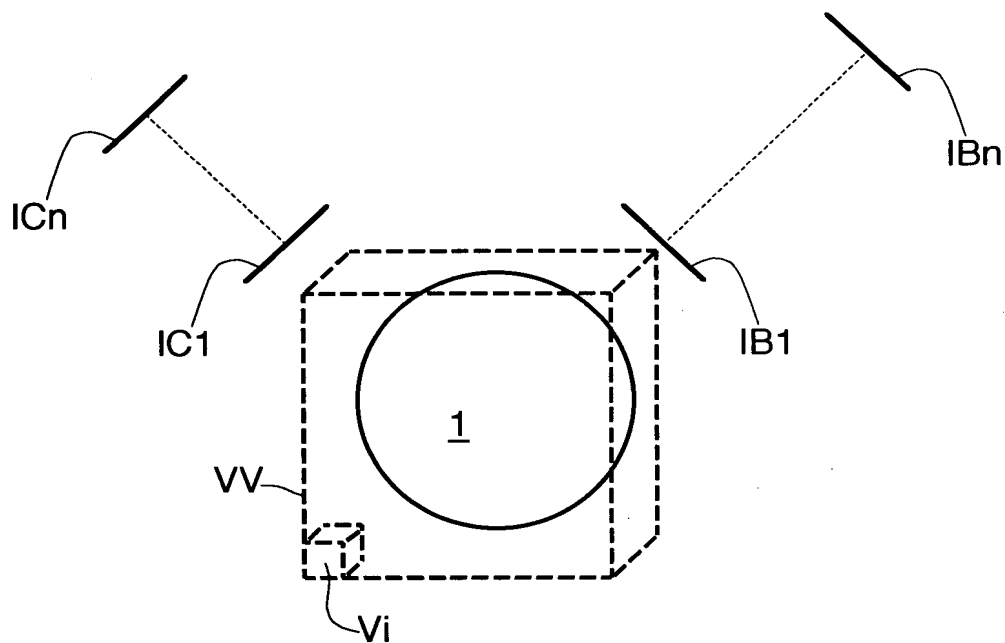


FIG.6



REVENDICATIONS

1. Procédé de reconstruction d'une image tridimensionnelle dynamique d'un objet parcouru par un produit de contraste, comprenant une phase de reconstruction (33) d'une image tridimensionnelle statique (IF) de l'objet à partir d'un premier ensemble d'images projetées bidimensionnelles numérisées (IA_i) dudit objet respectivement obtenues

5 pour différentes positions d'un appareil de prises de vues autour de l'objet, une phase d'acquisition (50) d'au moins un deuxième ensemble de n images projetées bidimensionnelles statiques (IB_i) respectivement obtenues pour une même première position de l'appareil de prises de vues

10 (PDV1) et à n instants successifs de propagation du produit de contraste, et une phase de reconstruction (51) de l'image tridimensionnelle dynamique (IFD) de l'objet, à partir de chaque image bidimensionnelle statique (IB_i) dudit deuxième ensemble et de l'image tridimensionnelle statique reconstruite (IF).
- 15 2. Procédé selon la revendication 1, caractérisé par le fait qu'il comprend un étalonnage (30) de l'appareil dans lequel on élabore un volume virtuel (VV) entourant l'objet et décomposé en voxels (V_i), par le fait que l'image tridimensionnelle statique reconstruite (IF) est formée de valeurs statiques estimées ($c_{i,j,k}$) respectivement associées aux voxels du

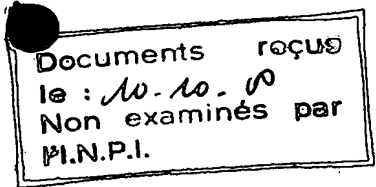
20 volume virtuel, chaque valeur statique estimée étant représentative pour le voxel correspondant de la densité de produit de contraste injecté dans l'objet, par le fait que l'image tridimensionnelle dynamique (IFD) se compose de n images tridimensionnelles élémentaires correspondant aux n instants de propagation du produit de contraste, et par le fait qu'une

25 image tridimensionnelle élémentaire courante correspondant à un instant courant de propagation est reconstruite à partir

 - desdites valeurs statiques estimées ($c_{i,j,k}$) de la densité de produit de contraste injecté dans l'objet,
 - pour chaque voxel (i,j,k) de l'intensité du pixel (p(t)) de l'image

30 bidimensionnelle statique correspondant audit instant de propagation courant, sur lequel se projette ledit voxel (i,j,k), et

 - pour chacun de ces pixels, de l'intégrale (E) des valeurs estimées de densité des voxels du volume virtuel situés le long de la ligne



de prise de vue associée à ce pixel.

3. Procédé selon la revendication 1 ou 2, caractérisé par le fait qu'il comprend en outre une phase d'acquisition (52) d'un troisième ensemble d'images projetées bidimensionnelles statiques (ICi) respectivement obtenues pour une même deuxième position de l'appareil de prises de vues, distincte de ladite première position, et aux mêmes instants successifs de propagation du produit de contraste, et par le fait qu'on reconstruit l'image tridimensionnelle dynamique de l'objet, à partir de l'image tridimensionnelle statique, de chaque image dudit deuxième ensemble et de chaque image dudit troisième ensemble.

4. Dispositif de reconstruction d'une image tridimensionnelle dynamique d'un objet parcouru par un produit de contraste, comprenant des premiers moyens de reconstruction (3) aptes à reconstruire une image tridimensionnelle statique (IF) de l'objet à partir d'un premier ensemble d'images projetées bidimensionnelles numérisées (IAi) dudit objet respectivement obtenues pour différentes positions d'un appareil de prises de vues autour de l'objet, des moyens d'acquisition aptes à acquérir au moins un deuxième ensemble de n images projetées bidimensionnelles statiques (IBi) depuis une même première position de l'appareil de prises de vues et correspondant à n instants successifs de propagation du produit de contraste, et des deuxièmes moyens de reconstruction (3) aptes à reconstruire l'image tridimensionnelle dynamique de l'objet, à partir de chaque image bidimensionnelle statique dudit deuxième ensemble et de l'image tridimensionnelle statique reconstruite.

5. Dispositif de reconstruction d'une image tridimensionnelle dynamique d'un objet parcouru par un produit de contraste, adapté pour mettre en oeuvre le procédé selon l'une des revendications 1 à 3.

30

35

Jay L. Chaskin
International Patent Operation
General Electric Company
3135 Easton Turnpike (W3C)
Fairfield, CT 06431
Docket No. **14X200130**
Serial No.

THIS PAGE BLANK (USPTO)